



**SCHWEIZERISCHE EIDGENOSSENSCHAFT  
CONFÉDÉRATION SUISSE  
CONFEDERAZIONE SVIZZERA**

**Bescheinigung**

Die beiliegenden Akten stimmen mit den ursprünglichen technischen Unterlagen des auf der nächsten Seite bezeichneten Patentgesuches für die Schweiz und Liechtenstein überein. Die Schweiz und das Fürstentum Liechtenstein bilden ein einheitliches Schutzgebiet. Der Schutz kann deshalb nur für beide Länder gemeinsam beantragt werden.

**Attestation**

Les documents ci-joints sont conformes aux pièces techniques originales de la demande de brevet pour la Suisse et le Liechtenstein spécifiée à la page suivante. La Suisse et la Principauté de Liechtenstein constituent un territoire unitaire de protection. La protection ne peut donc être revendiquée que pour l'ensemble des deux Etats.

**Attestazione**

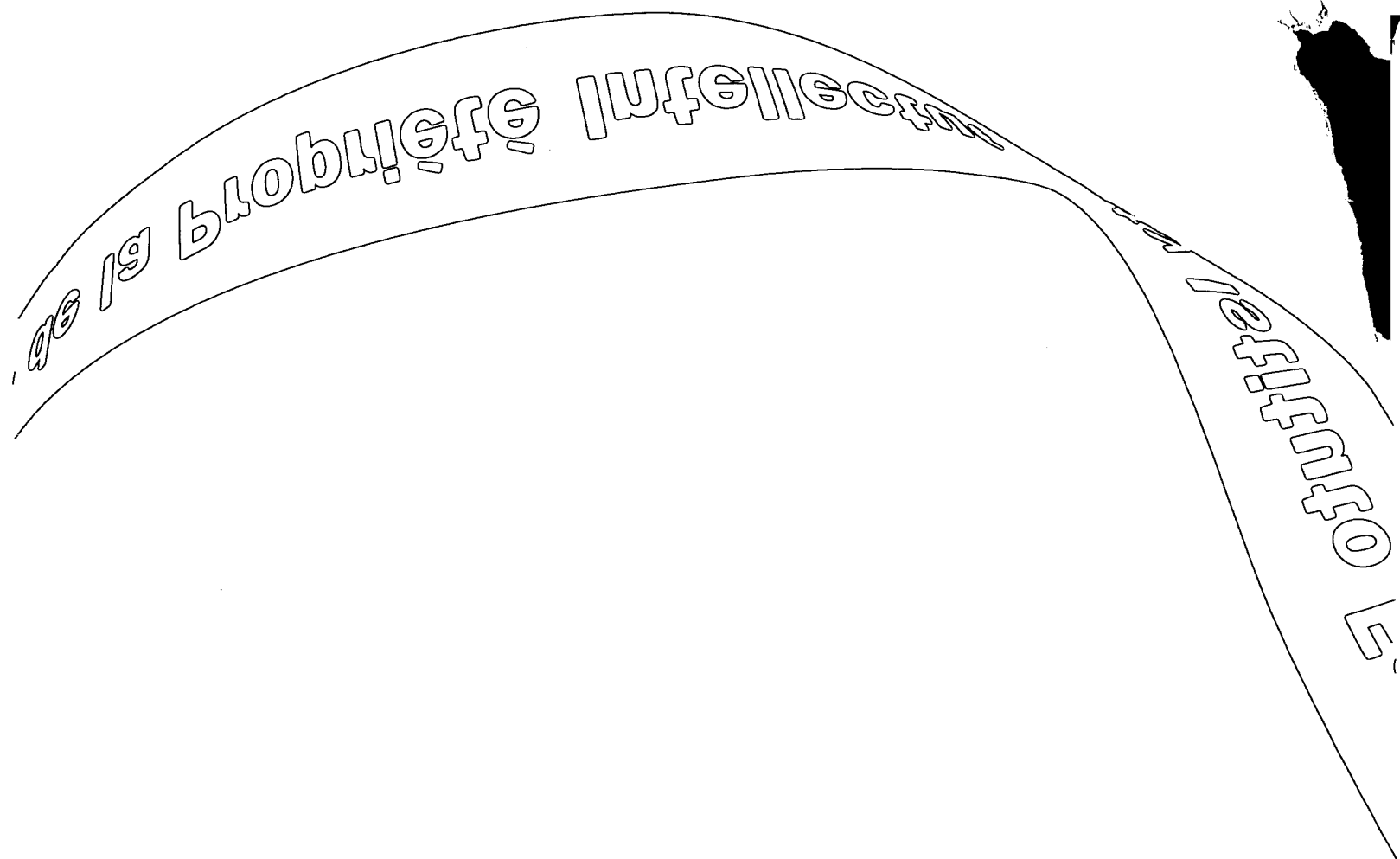
I documenti allegati sono conformi agli atti tecnici originali della domanda di brevetto per la Svizzera e il Liechtenstein specificata nella pagina seguente. La Svizzera e il Principato di Liechtenstein formano un unico territorio di protezione. La protezione può dunque essere rivendicata solamente per l'insieme dei due Stati.

Bern, 6. MRZ. 2003

Eidgenössisches Institut für Geistiges Eigentum  
Institut Fédéral de la Propriété Intellectuelle  
Istituto Federale della Proprietà Intellettuale

Patentverfahren  
Administration des brevets  
Amministrazione dei brevetti

  
Rolf Hofstetter



THIS PAGE BLANK (USPTO)

**Patentgesuch Nr. 2003 0299/03**

HINTERLEGUNGSBESCHEINIGUNG (Art. 46 Abs. 5 PatV)

Das Eidgenössische Institut für Geistiges Eigentum bescheinigt den Eingang des unten näher bezeichneten schweizerischen Patentgesuches.

Titel:

Vorrichtung zur Erzeugung von Stosswellen.

Patentbewerber:

HMT High Medical Technologies AG

Kreuzlinger Strasse 5

8574 Lengwil-Oberhofen

Anmeldedatum: 26.02.2003

Voraussichtliche Klassen: A61B

2003.02.26 10:00



**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

---

## Vorrichtung zur Erzeugung von Stosswellen

5 Die Erfindung betrifft ein Vorrichtung zur Erzeugung von Stosswellen gemäss dem Oberbegriff des Anspruchs 1.

Stosswellen werden in der Human- und Veterinärmedizin für unterschiedliche Zwecke eingesetzt. Eine medizinische Anwendung dieser Vorrichtungen in der Humanmedizin liegt in der 10 Lithotripsie, bei der die erzeugten Stosswellen auf zu zerstörende innere Objekte, wie Nierensteine fokussiert werden. Weitere Anwendungen bestehen beispielsweise in der Induzierung von Knochenwachstum, der Behandlung von 15 orthopädisch schmerzhaften Erkrankungen (Epicondylitis, Kalkschulter) und der Behandlung von Nerven, Muskeln und anderen Weichteilstrukturen.

Die Erzeugung von Stosswellen unter Verwendung piezoelektrischer Keramikelemente ist grundsätzlich bekannt, 20 beispielsweise aus EP 0436 809 A2.

Eine Vielzahl von piezoelektrischen Keramikelementen sind an einer Kugelkalotte angeordnet und bilden einen elektroakustischen Wandlern.

25 Die Anordnung dieser Vielzahl von piezoelektrischen Keramikelementen der bekannten Vorrichtung ist sehr aufwendig und kostenintensiv in der Herstellung.

30 Die piezoelektrischen Keramikelemente sind in einer Vergussmasse aus beispielsweise einem Epoxydharzgemisch eingebettet. Da die Abstrahlfläche der piezoelektrischen Keramikelemente eine Fläche von mehreren Quadratmillimetern bis zu einigen Quadratzentimetern umfasst, führt die Deformation der piezoelektrischen Keramikelemente zu einer starken Beanspruchung 35 der Vergussmasse an der Grenzschicht zu den Keramikelementen.

200403

Generell ist man bestrebt, die Bauform der Stosswellen-  
erzeugungsvorrichtungen zu miniaturisieren. Dieses Ziel wird  
verfolgt um einerseits die Handhabung der Geräte zu  
vereinfachen und andererseits neue Anwendungsbereiche  
beispielsweise für die Behandlung von Speichelsteinen zu er-  
schliessen.

Zudem ist es wünschenswert die Stosswellen auf Bereiche unter-  
schiedlicher Geometrie zu fokussieren. Hierzu sind frei wähl-  
bare Geometrieformen der Stosswellenerzeugungssysteme er-  
forderlich. Damit wird eine hohe Effizienz bei Spezial-  
anwendungen erreicht, beispielsweise für die Behandlung von  
langen Knochenspalten oder Zellulitis.

Vor dem Hintergrund der vorstehenden Ausführung liegt der Er-  
findung die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung zur Erzeugung  
von Stosswellen der genannten Gattung zu schaffen, die einfach  
und kostengünstig herzustellen ist, zuverlässig in der  
Anwendung und zudem hinsichtlich der Baugrösse flexibler  
gestaltet werden kann.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäss gelöst durch eine  
Vorrichtung mit den Merkmalen des Anspruchs 1.

Vorteilhafte Ausführungen der Erfindung sind in den Unteran-  
sprüchen angegeben.

Der wesentliche Gedanke der Erfindung besteht darin, piezo-  
elektrische Fasern, nachfolgend Piezofasern genannt, für die  
Erzeugung von Stosswellen zu verwenden. Die in einem Verbund-  
werkstoff eingebrachten Piezofasern werden dazu angesteuert  
und bilden zusammen mit einer Ansteuereinheit den Stosswellen  
erzeugenden Teil.

Piezofasern sind bekannt zur Verwendung in der Flugzeugindustrie, speziell in der Anwendung als Impact-Sensoren, die sich strukturkonform in die Haut eines Flugzeugflügels integrieren lassen. Diese dienen dem Nachweis kleinerer Impact-Ereignisse, beispielsweise eines Vogel-  
schlages.

Für die Erzeugung der Stosswellen wird der indirekte piezoelektrische Effekt der Fasermaterialien genutzt.

Ein äusseres elektrisches Feld übt auf die positiv und negativ geladenen Ionen im Kristallgitter entgegengesetzt gerichtete Kräfte aus. Hierbei kommt es zu einer Deformation der Fasermaterialien. Die Piezofasern dehnen sich dabei hauptsächlich in ihrer Längsrichtung aus.

Diese kurze Ausdehnung wird in der erfindungsgemässen Vorrichtung zur Erzeugung von Stosswellen genutzt.

Die Piezofasern sind vorzugsweise in dem Verbundwerkstoff derart eingebracht, dass ihre Längsrichtung auf das zu behandelnde Gebiet und/oder in Ausbreitungsrichtung der Stoss-  
welle weist. Dadurch kann eine hohe Energiedichte im Fokusbereich erreicht werden.

Die Piezofasern lassen sich einfach und gleichmässig verteilt in den Verbundwerkstoff einbetten. Die Verbindung der Piezofasern mit dem Verbundwerkstoff ist damit homogen.

Die Kontaktierung der Piezofasern kann entsprechend den Verschaltungsanforderungen durch eine gemeinsame elektrisch leitende Schicht erfolgen. Dadurch entfällt die aufwendige Verschaltung der Vielzahl von piezoelektrischen Keramik-  
elementen der bekannten elektroakustischen Wandlern.

Die in den Verbundwerkstoff eingebrachten Piezofasern bilden mit dem Verbundwerkstoff mindestens ein Modul.

Dieses mindestens eine Modul kann in einer bevorzugten Ausführungsform der erfindungsgemässen Vorrichtung eine räumliche Einheit bildet. Es ist aber auch denkbar, dass das  
5 mindestens eine Modul mittels gemeinsam elektrisch verbundener Piezofasern eine Einheit bildet.

Weiterhin lassen sich die Piezofasern in gekrümmte Strukturen bringen. In beiden vorweg genannten Ausführungsvarianten kann  
10 somit das mindestens eine Modul in geometrisch verschiedenen Formen ausgeführt sein.

Dies ermöglicht eine hohe Flexibilität in der Ausführungsform der Stosswellenerzeugungsvorrichtung. Es lassen sich somit  
15 Vorrichtungen zur Erzeugung von Stosswellen verschiedener geometrischer Formen realisieren.

Zudem können mehrere Module benachbart angeordnet werden. Die Verschaltung der Module kann einzeln, in Gruppen oder  
20 miteinander erfolgen.

Um eine möglichst kompakte Anordnung der Stosswellenerzeugungsvorrichtung zu erreichen, ist das mindestens eine Modul vorzugsweise an einem Träger angeordnet.  
25

Die einzelnen Piezofasern können in einer gesonderten Ausführungsvariante an den jeweiligen Anschlüssen gemeinsam kontaktiert ausgeführt sein. Ist der Modulträger elektrisch leitend ausgeführt, kann eine der beiden Kontaktierungen mit  
30 dem Modulträger verbunden sein.

Der Modulträger kann verschiedene geometrische Formen aufweisen.

35 Die vorweg genannte vorteilhafte Variation der erfindungsgemässen Vorrichtung zum Erzeugen von Stosswellen hinsichtlich



der Geometrie gestattet die Möglichkeit einer Miniaturisierung der Vorrichtung. Dies ermöglicht die Herstellung von kleinen Stosswellenerzeugungsvorrichtungen der genannten Gattung für die intrakorporale Anwendungen.

Es können flächige Modulen mit in den Verbundwerkstoff eingebrachten Piezofasern bei beliebiger Formgebung hergestellt werden.

10 Für Spezialanwendungen lassen sich somit mit der erfindungsgemässen Vorrichtung nicht nur kleinere Stosswellenerzeugungsvorrichtungen realisieren, sondern auch flächige Stosswellenerzeugungsvorrichtungen mit verschiedenen Fokusgeometrien.

Im Folgenden wird die Erfindung anhand von in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispielen näher erläutert. Es zeigen:

- 5    Figur 1    eine Seiten- und Stirnansicht der erfindungsgemässen Vorrichtung in einer ersten Ausführung,
- Figur 2    eine Seiten- und Stirnansicht der erfindungsgemässen Vorrichtung in einer zweiten Ausführung und
- 10    Figur 3    eine Stirnansicht der erfindungsgemässen Vorrichtung in einer Ausführung mit mehreren Modulen.

      In den Zeichnungen sind einige Ausführungsbeispiele  
15    schematisch und vereinfacht dargestellt.

      In Figur 1 ist eine Stosswellenerzeugungsvorrichtung 8 gezeigt, die eine Stosswellen erzeugenden Teil 12 und ein für die Stosswellenübertragung geeignetes Medium 18 aufweist,  
20    welches ein Volumen zwischen dem Stosswellen erzeugenden Teil 12 und einer Koppelmembran 20 ausfüllt. Als für die Stosswellenübertragung geeignetes Medium 18 wird beispielsweise Wasser oder Gel verwendet. Die Koppelmembran 20 dient der energetisch verlustarmen Ankopplung der Stosswellen-  
25    erzeugungsvorrichtung 8 an ein zu behandelndes Körperteil.

      Die Stosswellen werden von dem Stosswellen erzeugenden Teil 12 generiert und breiten sich in der dargestellten Richtung 26 aus.

30    Sie werden basierend auf der vorgegebenen Geometrie des Stosswellen erzeugenden Teils 12 in einem Stosswellenfokus 28 gebündelt. Der Stosswellenfokus 28 ist der Bereich mit der grössten Energiedichte. In dem in Figur 1 gezeigten Ausführungsbeispiel ist der Stosswellen erzeugende Teil 12 in  
35    Form eines Kugelsegmentes ausgebildet. Dies führt zu einer  
----- Fokussierung der Stosswelle. Die Fokussierung kann auch in -----

bekannter und daher nicht näher zu beschreibender Weise elektronisch erfolgen.

Den Stosswellen erzeugende Teil 12 bilden in einen Verbundwerkstoff 16 eingebrachte Piezofasern 14. Die Piezofasern 14 sind an den jeweiligen Enden 30 elektrisch verschalten und werden mit einer Hochspannung beaufschlagt. Die Hochspannung wird dabei vorzugsweise impulsförmig angelegt.

Die Piezofasern 14 sind derart in den Verbundwerkstoff 16 eingebracht, dass sie vorzugsweise in Ihrer Längsrichtung in Ausbreitungsrichtung der Stosswellen 26 weisen, da sie sich hauptsächlich in dieser Richtung ausdehnen und somit den grössten Hub erzielen können. Diese kurze Ausdehnung der Piezofasern 14 wird in der erfindungsgemässen Vorrichtung zur Erzeugung von Stosswellen genutzt.

Werden nun die Piezofasern 14 mit einem Hochspannungsimpuls beaufschlagt, kommt es zur Ausdehnung der Piezofasern 14, die eine Stosswelle an einer Stirnfläche 32 der Piezofasern 14 entstehen lässt. Die erzeugte Stosswelle wird entsprechend der Geometrie des Stosswellen erzeugenden Teils 12 in einem Stosswellenfokus 28 gebündelt.

Der Verbundwerkstoff 16 bildet mit den eingebrachten Fasern 14 in dem dargestellten Ausführungsbeispiel eine räumliche Einheit, nachfolgend Modul 22 genannt. Das Modul 22 in der geometrischen Form eines Kugelsegmentes ist an einem Träger 24 angeordnet.

Die Piezofasern 14 sind an ihren jeweiligen Anschlussenden 30 gemeinsam kontaktiert ausgeführt und werden jeweils über Zuleitungen mit einer Ansteuervorrichtung, die hier nicht dargestellt ist, verbunden.

In einer besonders vorteilhaften Ausführung der erfindungsgemässen Vorrichtung ist das Modul 22 an einen elektrisch

leitenden Modulträger 24 angeordnet, welcher elektrisch leitend mit einem von beiden Anschlüssen, die hier nicht dargestellt sind, der jeweils gemeinsam kontaktierten Anschlussenden 30 der Piezofasern 14 verbunden ist.

5 Wie vorweg bereits aufgeführt, kann mit der Formgebung des Modulträgers 24 und des Moduls 22 die Geometrie des Stosswellenfokus 28 bestimmt werden.

10 In dem dargestellten ersten Ausführungsbeispiel der Figur 1 wird ein Stosswellenfokus in der Form eines Ellipsoids erzeugt.

15 Im dargestellten zweiten Ausführungsbeispiel, welches in Figur 2 gezeigt ist, wird eine horizontale zylinderförmige Fokuslinie 34 erzeugt. Dazu ist der Stosswellen erzeugende Teil 12 geometrisch in Form eines Rohrsegmentes ausgeführt.

20 Gemäss einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung können, wie in Figur 3 dargestellt, mehrere Module 22 benachbart angeordnet sein. Die einzelnen Module 22 können dabei unterschiedlich gross und verschiedene Formen hinsichtlich ihrer Abstrahlungsfläche 36 aufweisen. Die Module 22 können einzeln angesteuert werden. Hiermit lässt sich beispielsweise  
25 eine gegenseitig verzögerte Ansteuerung der einzelnen Module 22 erreichen. Sie können aber auch in Modulgruppen 38 verschaltet und ansteuerbar sein.

30 Das Anlegen der Hochspannung erfolgt in bekannter Weise durch einen Hochspannungs-Impulsgenerator, dessen erster Pol an dem einen Anschlussende 30 der gemeinsam kontaktierten Piezofasern 14 und dessen zweiter Pol an dem anderen Anschlussende 30 der gemeinsam kontaktierten Piezofasern 14 angeschlossen wird.

In einer vorteilhaften Ausführung ist das an dem Modulträger  
35 24 gemeinsame Anschlussende 30 der Piezofasern 14 mit dem  
----- vorzugsweise elektrisch leitenden Trägermaterial 24 verbunden.

29903

Der Modulträger 24 kann somit direkt an einen Pol des Hochspannungs-Impulsgenerators angeschlossen werden.



## Bezugszeichenliste

	8.	Stosswellenerzeugungsvorrichtung
	12.	Stosswellen erzeugende Teil
5	14.	Piezofasern, piezoelektrische Fasern
	16	Verbundwerkstoff
	18	Für die Stosswellenausbreitung geeignetes Medium
	20	Koppelmembran
	22	Modul
10	24	Träger
	26	Ausbreitungsrichtung der Stosswellen
	28	Stosswellenfokus
	30	Anschlussenden der gemeinsam kontaktierten Piezo- fasern
15	32	Stirnfläche der Piezofasern in Stosswellen- ausbreitungsrichtung
	34	Fokuslinie
	36	Modulabstrahlfläche
	38	Modulgruppe
20		

## Patentansprüche

1. Vorrichtung zur Erzeugung von Stosswellen, die auf ein zu behandelndes Gebiet eines menschlichen oder tierischen Körpers gerichtet sind,  
5 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass der Stosswellen erzeugende Teil (12) aus in einen Verbundwerkstoff (16) eingebrachten piezoelektrischen Fasern (14) besteht.
- 10 2. Vorrichtung nach Anspruch 1,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die piezoelektrischen Fasern (14) in dem Verbundwerkstoff (16) derart eingebracht sind, dass ihre Längsrichtung auf das zu  
15 behandelnde Gebiet und/oder in Ausbreitungsrichtung (26) der Stosswelle weist.
- 20 3. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die in den Verbundwerkstoff (16) eingebrachten piezoelektrischen Fasern (14) mit dem Verbundwerkstoff (16) mindestens ein Modul (22) bilden.
- 25 4. Vorrichtung nach Anspruch 3,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass das mindestens eine Modul (22) eine räumliche Einheit bildet.
- 30 5. Vorrichtung nach Anspruch 3,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass das mindestens eine Modul (22) mittels gemeinsam elektrisch verbundener piezoelektrischer Fasern (14) eine Einheit bildet.
- 35 6. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass das mindestens eine Modul (22) in geometrisch verschiedenen Formen ausgeführt ist.

7. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass mehrere  
Module (22) benachbart angeordnet und einzeln, in Gruppen  
oder miteinander verschaltet sind.

5

8. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass das  
mindestens eine Modul (22) an einem Träger (24) angeordnet  
ist.

10

9. Vorrichtung nach Anspruch 8,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass der  
Modulträger (24) in geometrisch verschiedenen Formen  
ausgeführt ist.

15

10. Vorrichtung nach Anspruch 8,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass der  
Modulträger (24) elektrisch leitend ausgeführt ist.

20

11. Vorrichtung nach Anspruch 1,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die  
piezoelektrischen Fasern (14) an ihren jeweiligen  
Anschlussenden (30) gemeinsam kontaktiert ausgeführt sind.

25

12. Vorrichtung nach Anspruch 11,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die  
gemeinsam kontaktiert ausgeführten Anschlussenden (30) der  
piezoelektrischen Fasern (14) mit mindestens einem  
elektrischen Anschluss ausgeführt sind.

30

13. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 10 bis 12,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass einer der  
elektrischen Anschlüsse mit dem Modulträger (24) verbunden  
ist.

35



14. Verwendung von piezoelektrischen Fasern (14) zur Erzeugung von Stosswellen für die Behandlung eines menschlichen oder tierischen Körpers.

## Zusammenfassung

**Vorrichtung zur Erzeugung von Stosswellen**

5

Vorrichtung zur Erzeugung von Stosswellen für die Behandlung eines menschlichen oder tierischen Körpers bei der piezoelektrische Fasern für die Erzeugung von Stosswellen verwendet werden. Die in einem Verbundwerkstoff eingebrachten piezoelektrischen Fasern werden dazu angesteuert und bilden zusammen mit der Ansteuereinheit den Stosswellen erzeugenden Teil.

10

Figur 1

15

Unveränderliches Exemplar  
Exemplaire invariable  
Esemplare immutabile

2009/03

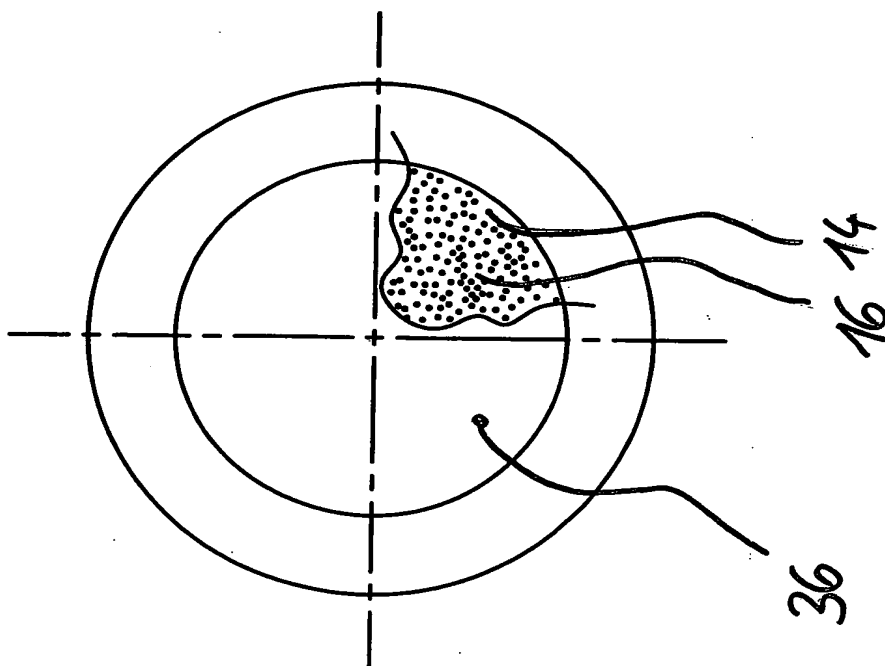
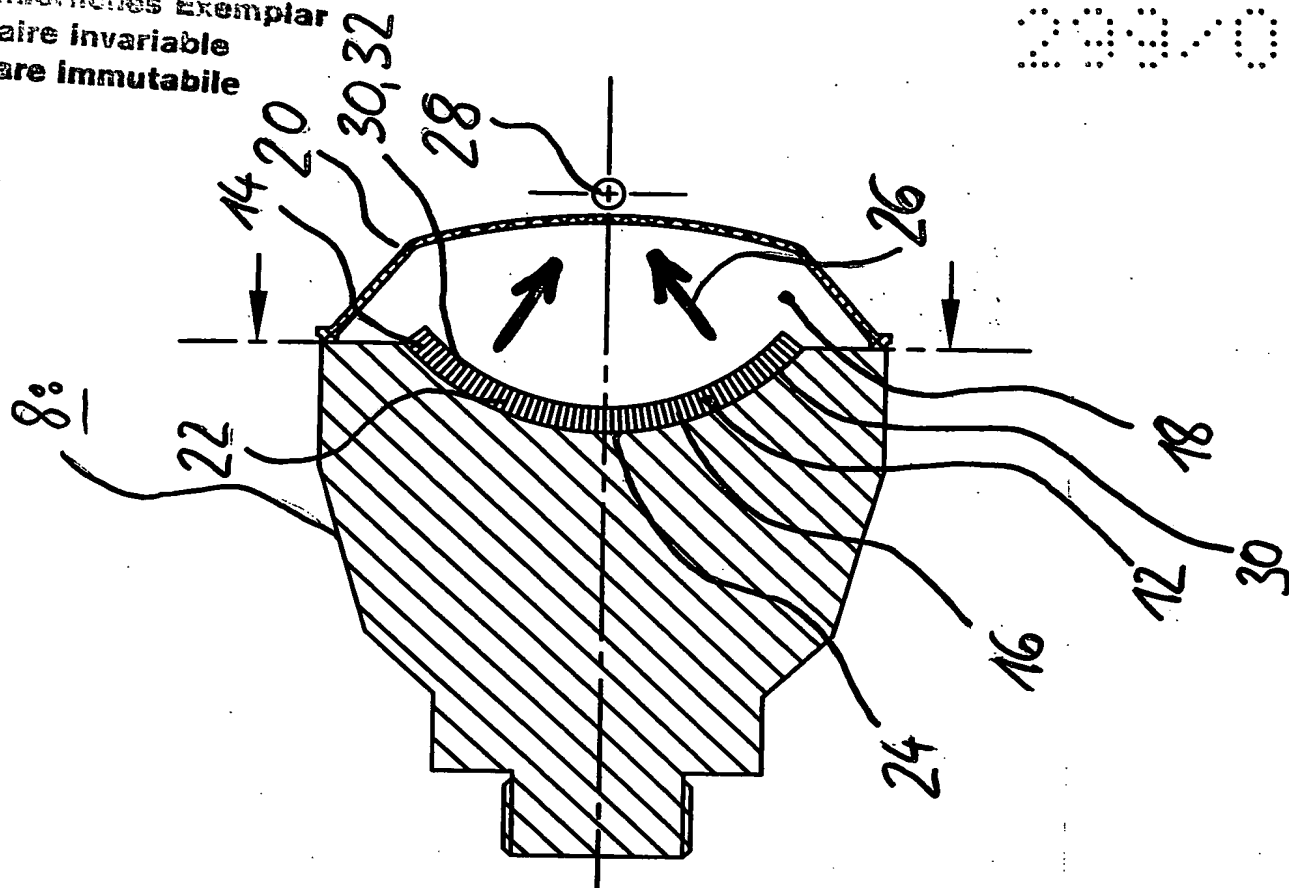


Fig 1

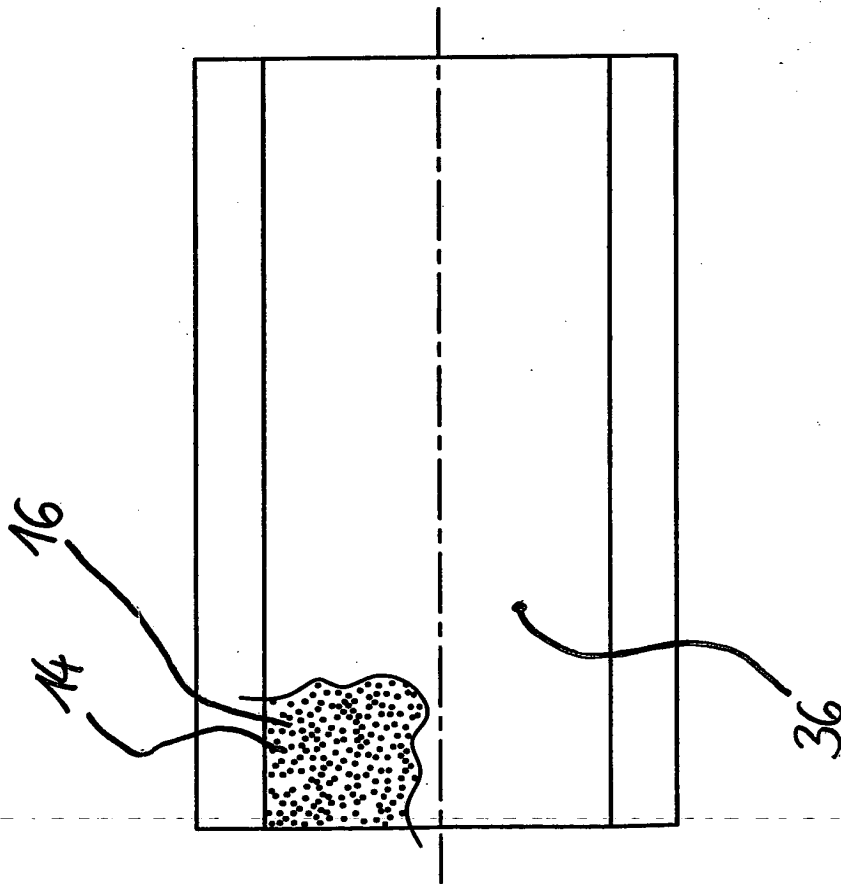
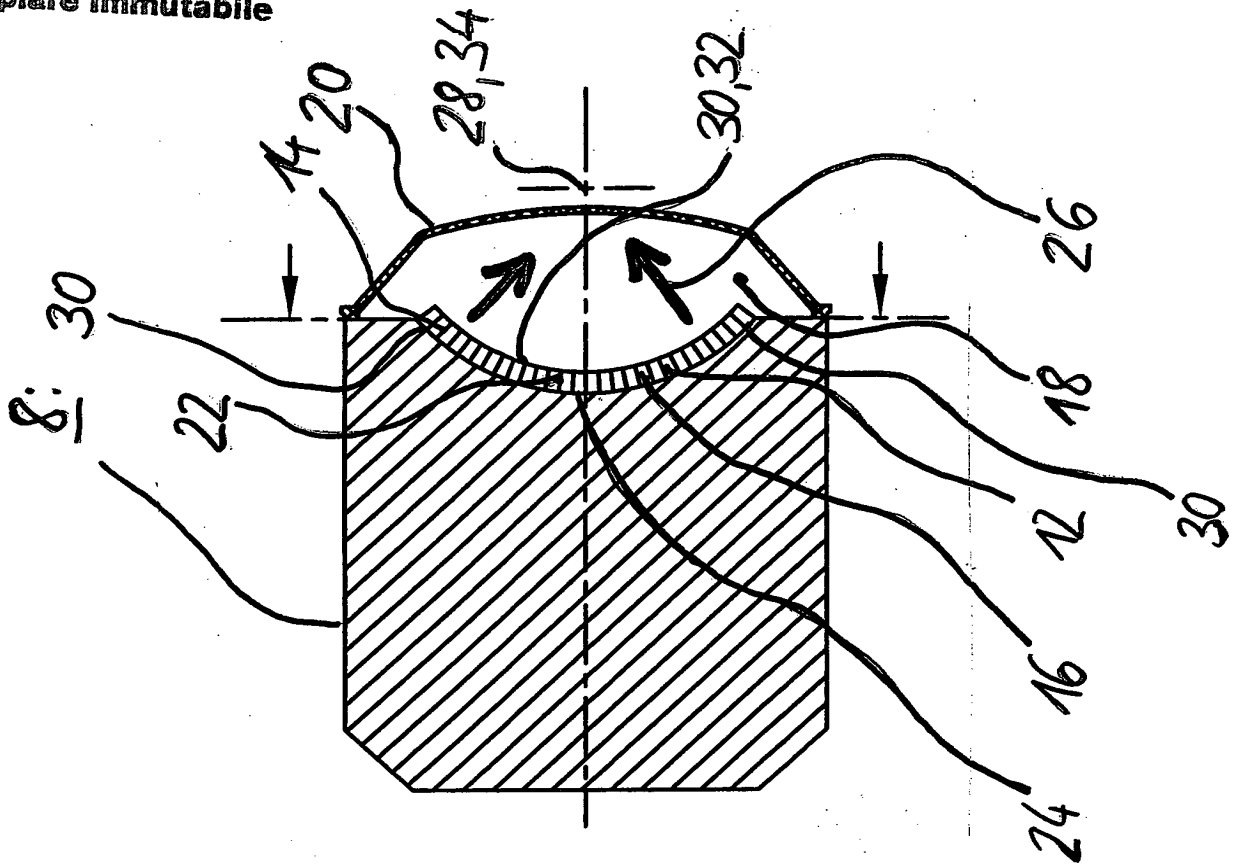


Fig. 2

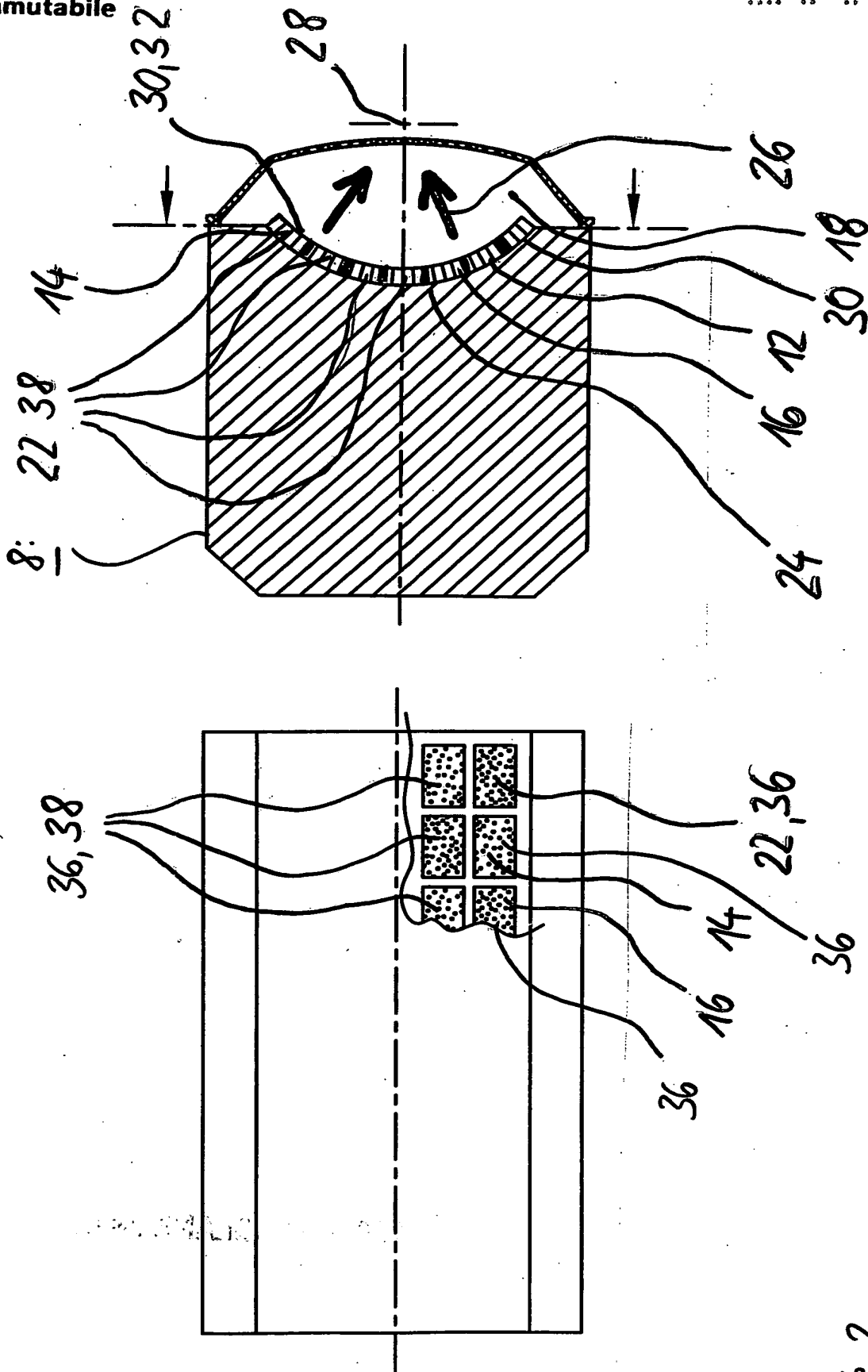


Fig. 3

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

---

HMT055US

VERIFICATION OF A TRANSLATION

I, the below named translator, hereby declare that:  
My name and post office address are as stated below:  
That I am knowledgeable in the English language and in the language in which the  
below identified international document was written, and that I believe the English  
translation of the attached international document

Vorrichtung zur Erzeugung von Stosswellen

Swiss Patent Application

("Apparatus for Generating Shock Waves")

is a true and complete translation of the above identified document as filed.  
I hereby declare that all statements made herein are true and that all statements  
made on information and belief are believed to be true; and further that these  
statements were made with the knowledge that willful false statements and the like  
so made are punishable by fine or imprisonment, or both, under Section 1001 of Title  
18 of the United States Code and that such willful false statements may jeopardize  
the validity of the document.

10 February 2004  
Date

CORNELIA GENTSCH  
Full name of translator

C. Gentsch  
Signature of translator

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

---



## Description

**Apparatus for Generating Shock Waves**

- 5 This invention relates to an apparatus for generating shock waves as defined in the preamble of claim 1.

Shock waves are used for different purposes in human and veterinary medicine. A medical use of these apparatuses in  
10 human medicine is lithotripsy, where the generated shock waves are focused on internal objects to be destroyed, such as kidney stones. Further applications are, for instance, inducing of bone growth, treatment of orthopaedically painful diseases (epicondylitis, calcified shoulder) and treatment of  
15 nerves, muscles and other soft-tissue structures.

The generation of shock waves using piezoelectric ceramic elements is generally known, for instance from EP 0436 809 A2. A multitude of piezoelectric ceramic elements are arranged on  
20 a spherical calotte and form an electro-acoustic transducer.

The arrangement of this multitude of piezoelectric ceramic elements of the known apparatus is very complex and costly as regards their production.

25 The piezoelectric ceramic elements are embedded in a casting compound of for instance an epoxy resin mixture. Since the radiating surface of the piezoelectric ceramic elements covers an area of several square millimeters up to  
30 some square centimeters, the deformation of the piezoelectric ceramic elements leads to a high strain of the casting compound on the boundary layer to the ceramic elements.

Generally, the miniaturization of the structural shape of the  
35 shock-wave generating apparatus is aimed at.

This aim is pursued in order to simplify the handling of the apparatuses, on the one hand, and to open up new applications, for instance for the treatment of salivary stones, on the  
40 other hand.

In addition, it is desirable to focus the shock waves on areas having a different geometry. Freely selectable geometric forms of the shock-wave generating systems are required for this. A high efficiency for special applications is reached in this

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

---

way, for instance for the treatment of long bone-fissures or cellulites.

In view of the above embodiment the invention is based on the task to provide an apparatus for generating shock waves of the type mentioned, which may be manufactured simply and cost-effectively and which may be designed reliably concerning its application and more flexibly as regards its size.

According to the invention this task is solved by an apparatus for generating shock waves with the characteristics according to claim 1.

Preferred embodiments of the invention are indicated in the cited dependant claims.

It is the general idea of the invention to use piezoelectric fibers, hereinafter called piezofibers, for generating shock waves. The piezofibers integrated in a composite material are controlled for this, and together with a control unit they form the shock-wave generating part.

Piezofibers are known for the use in the aviation industry, especially for the use as impact sensors that may be integrated in the skin of an aircraft wing in conformity with the structure. They are used for the detection of small impact events such as a bird's impact.

For the generation of the shock waves the indirect piezoelectric effect of the fiber materials is used.

An external electric field exerts opposite forces on the positively and negatively charged ions in the crystal lattice. This leads to a deformation of the fiber materials. The piezofibers stretch mainly in their lengthwise direction.

This short stretch is used for generating shock waves in the apparatus according to the invention.

Preferably, the piezofibers are integrated in the composite material such that their lengthwise direction shows to the area to be treated and/or to the shock wave's direction of propagation. In this way a high energy density in the focus range may be achieved.

The piezofibers may be embedded in the composite material in a

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

---

simple and uniformly distributed way. Thus, the connection of the piezofibers with the composite material is homogeneous.

The contacting of the piezofibers may be realized by a common electrically conductive layer according to the interconnection requirements. Hence, the complex interconnection of a multitude of piezoelectric ceramic elements of the known electro-acoustic transducers is no longer required.

10 The piezofibers integrated in the composite material form at least one module with the composite material.

This at least one module may form a special unit in a preferred embodiment of the apparatus according to the invention. However, it is also imaginable that the at least one module forms a unit by means of common electrically connected piezofibers.

Furthermore, the piezofibers may be put in curved structures. In both embodiments mentioned above the at least one module may be designed in geometrically different forms.

This facilitates a high flexibility in the embodiment of the shock-wave generating apparatus. Hence, apparatuses for generating shock waves of different geometric forms may be realized.

Additionally, several modules may be arranged next to one another. The modules may be interconnected individually, in groups or with one another.

In order to achieve a compact arrangement of the shock-wave generating apparatus, the at least one module is preferably arranged on a carrier.

The individual piezofibers may be designed in a commonly contacted way on the respective terminals in a separate embodiment. If the module carrier is designed in an electrically conductive way, one of the two contacts may be connected with the module carrier.

The module carrier may have different geometric forms.

The above mentioned preferred variation of the apparatus according to the invention for generating shock waves concerning the geometry allows for the possibility of a

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

---

miniaturization of the apparatus. This enables the production of small-sized shock-wave generating apparatuses of the mentioned type for intracorporal applications.

- 5 Plane modules with piezofibers integrated in the composite material with any shaping may be manufactured.

Hence, for special applications not only smaller shock-wave generating apparatuses may be realized with the apparatus  
10 according to the invention but also plane shock-wave generating apparatuses with different focus geometries.

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

---



In the following, the invention is described in more detail based on sample embodiments depicted in the drawing.

Figure 1 shows a side and a front view of a first embodiment of the invention,

Figure 2 shows a side and a front view of a second embodiment of the invention and

Figure 3 shows front view of an embodiment of the invention with several modules arranged next to one another.

Figure 1 illustrates a shock-wave generating apparatus 8 showing a shock-wave generating part 12 and a medium 18 suitable for the shock-wave transmission which fills a volume between the shock-wave generating part 12 and a coupling membrane 20. As a medium 18 suitable for the shock-wave transmission water or a gel is used, for instance. The coupling membrane 20 serves the energetically low-loss coupling of the shock-wave generating apparatus 8 to a part of the body to be treated.

The shock waves are generated by the shock-wave generating part 12 and propagate in the illustrated direction 26.

Based on the given geometry of the shock-wave generating part 12 they are bundled in a shock-wave focus 28. The shock-wave focus 28 is the area with the highest energy density. In the embodiment illustrated in Figure 1 the shock-wave generating part 12 is designed in the form of a spherical segment. This leads to a focusing of the shock wave. Focusing may be realized in the known, thus not to be specified, electronic way.

The shock-wave generating part 12 consists of piezofibers 14 integrated in a composite material 16. The piezofibers 14 are electrically connected on the respective terminals 30 and high voltage is applied. High voltage is preferably applied in a pulse-shaped way.

The piezofibers 14 are integrated in the composite material 16 such that they preferably show to the direction of propagation

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

---

of the shock waves 26 in their lengthwise direction, since they mainly propagate in this direction and may thus reach the highest lift.

5 This short stretch of the piezofibers 14 is used for generating shock waves in the apparatus according to the invention. If a high-voltage pulse is applied to the piezofibers 14, the piezofibers 14 stretch triggering off a shock wave on a frontal area 32 of the piezofibers 14. The  
10 generated shock wave is bundled in a shock-wave focus 28 according to the geometry of the shock-wave generating part 12.

The composite material 16 forms a spatial unit, hereinafter  
15 called module, with the integrated fibers 14 in the illustrated embodiment. The module 22 in the geometric form of a spherical segment is arranged on a carrier 24.

The piezofibers 14 are designed in a commonly contacted way on  
20 their respective terminals 30 and they are each connected via incoming cables with a control device which is not illustrated herein.

In an especially preferred embodiment of the apparatus  
25 according to the invention the module 22 is arranged on an electrically conductive module carrier 24 which is connected in an electrically conductive way with one of the two connections, not illustrated herein, of the terminals 30, commonly contacted each, of the piezofibers 14.

30 As already specified above the geometry of the shock-wave focus 28 may be determined by the shaping of the module carrier 24 and the module 22.

35 In the illustrated first embodiment in Figure 1 a shock-wave focus is generated in the form of an ellipsoid.

In the illustrated second embodiment shown in Figure 2 a horizontal cylindrical focus line 34 is generated. For this,  
40 the shock-wave generating part 12 is designed geometrically in the form of a pipe segment.

According to a preferred embodiment of the invention as illustrated in Figure 3, several modules may be arranged next  
45 to one another. The individual modules 22 may have different

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

---

sizes and different forms as regards their radiating surface 36. The modules 22 may be individually controlled. A mutually delayed control of the individual modules 22 may be achieved in this way, for instance. However, they may also be  
5 interconnected and controlled in module groups 38.

High voltage is applied in a known way by a high-voltage pulse generator the first pole of which is connected to one terminal 30 of the commonly contacted piezofibers 14 and the second pole of which is connected to the other terminal 30 of the  
10 commonly contacted piezofibers 14.

In a preferred embodiment the common terminal 30 of the piezofibers 14 on the module carrier 24 is connected with the preferably electrically conductive carrier material 24.

15 The module carrier 24 may thus be directly connected to a pole of the high-voltage pulse generator.

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

---

**List of reference numbers**

	8	shock-wave generating apparatus
5	12	shock-wave generating part
	14	piezofibers
	16	composite material
10	18	medium suitable for the shock-wave transmission
	20	coupling membrane
15	22	module
	24	module carrier
	26	direction of propagation of the shock waves
20	28	shock-wave focus
	30	respective terminals
25	32	shock wave on a frontal area of the piezofibers
	34	focus line
	36	radiating surface of the modul
30	38	module group

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

---



**Patent claims**

1. Apparatus for generating shock waves directed at an area of  
a human or animal body to be treated,  
5 c h a r a c t e r i s e d b y  
the shock-wave generating part (12) consists of  
piezoelectric fibers (14) integrated in a composite material  
(16).
- 10 2. The apparatus according to claim 1,  
c h a r a c t e r i s e d b y  
the piezoelectric fibers (14) are integrated in the  
composite material (16) such that their lengthwise direction  
shows to the area to be treated and/or to the direction of  
15 propagation (26) of the shock wave.
3. The apparatus according to any of the preceding claims,  
c h a r a c t e r i s e d b y  
the piezoelectric fibers (14) integrated in the composite  
20 material (16) form at least one module (22) with the  
composite material (16).
4. Apparatus as claimed in claim 3,  
c h a r a c t e r i s e d b y  
25 the at least one module (22) forms a spatial unit.
5. Apparatus according to claim 3,  
c h a r a c t e r i s e d b y  
30 the at least one module (22) forms a unit by means of common  
electrically connected piezoelectric fibers (14).
6. The apparatus according to any of the preceding claims,  
c h a r a c t e r i s e d b y  
35 the at least one module (22) is designed in geometrically  
different forms.
7. The apparatus according to of the preceding claims,  
c h a r a c t e r i s e d b y  
40 several modules (22) are arranged next to one another and  
are interconnected individually, in groups or with one  
another.

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

---

8. The apparatus according to any of the preceding claims,  
c h a r a c t e r i s e d    b y  
the at least one module (22) is arranged on a carrier (24).

5    9. The apparatus according to claim 8,  
c h a r a c t e r i s e d    b y  
the module carrier (24) is designed in geometrically  
different forms.

10    10. The apparatus according to claim 8,  
c h a r a c t e r i s e d    b y  
the module carrier (24) is designed in an electrically  
conductive way.

15    11. The apparatus according to claim 1,  
c h a r a c t e r i s e d    b y  
the piezoelectric fibers (14) are designed in a commonly  
contacted way on their respective terminals (3)

20    12. The apparatus according to claim 11,  
c h a r a c t e r i s e d    b y  
the terminals (30), designed in a commonly contacted way, of  
the piezoelectric fibers (14) are designed with at least one  
electrical connection.

25    13. The apparatus according to any of claims 10 to 12,  
c h a r a c t e r i s e d    b y  
one of the electrical connections is connected with the  
module carrier (24).

30    14. Use of piezoelectric fibers (14) for generating shock waves  
for the treatment of the human or animal body.

35

**THIS PAGE BLANK** (USPTO)

---

**Abstract**

Apparatus for Generating Shock Waves directed at an area of a human or animal body to be treated using piezoelectric fibers, for generating shock waves. The piezofibers integrated in a composite material are controlled for this, and together with a control unit they form the shock-wave generating part.

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

---